

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-301088

(P2002-301088A)

(43) 公開日 平成14年10月15日 (2002.10.15)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 18/12
1/00

識別記号

3 3 4

F I

A 61 B 1/00
17/39

テマコトTM (参考)

3 3 4 D 4 C 0 6 0
3 1 0 4 C 0 6 1
3 2 0

審査請求 未請求 請求項の数 1 O.L. (全 10 頁)

(21) 出願番号

特願2001-107442(P2001-107442)

(22) 出願日

平成13年4月5日 (2001.4.5)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 杉 芳彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 石川 正宏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

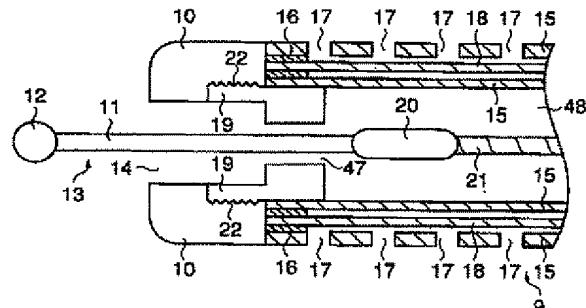
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用治療装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明の目的は、内視鏡の処置具挿通孔に異なる機能の処置具を入れ替えて処置する必要がなく、病変組織の切除と止血とに至る一連の作業を迅速に行うことができる内視鏡用治療装置を提供すること。

【解決手段】 本発明は、経内視鏡的に使用でき、生体の処置対象部位に高周波電流を流すことによって処置対象部位を切開・止血・凝固する内視鏡用治療装置において、経内視鏡的に体内に挿入可能で、且つ先端で開口する通孔を有する長尺なプローブ3と、前記プローブ3の先端付近に設けられ、前記プローブ3の先端より突没可能で、且つ高周波電流を通電可能な電極用ナイフ部11と、前記ナイフ部11の先端に設けられた、前記ナイフ部11より大径な先端絶縁部12と、前記ナイフ部11に高周波電流を供給する高周波電源と前記プローブ3が有する前記通孔に対する不活性ガスを供給する管路と前記ナイフ部11に対する高周波電流の供給を制御する手段とを有する制御装置7とを具備した。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 経内視鏡的に使用でき、生体の処置対象部位に高周波電流を流すことによって処置対象部位を切開・止血・凝固する内視鏡用治療装置において、経内視鏡的に体内に挿入可能で、且つ先端で開口する通孔を有する長尺なプローブと、前記プローブの先端付近に設けられ、前記プローブの先端より突没可能で、且つ高周波電流を通電可能な電極と、前記電極の先端に設けられた、前記電極より大径の電気絶縁体と、前記電極に高周波電流を供給する高周波電源と、前記プローブが有する前記通孔に不活性ガスを供給する手段と前記電極に高周波電流を供給する手段とを有する制御装置とを具備したことを特徴とする内視鏡用治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、経内視鏡的に使用され、高周波電流を流すことにより、生体組織を切開したり、出血部などの生体の処置対象部位を止血または凝固したりする内視鏡用治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 出血部に高周波電流を流すことによって止血を行う内視鏡用高周波凝固装置は、特開平9-164149号公報等に開示されている。

【0003】 また、アルゴン・ビーム・コアギュレーターとして知られている特開平9-164149号公報に開示された装置は、イオン化可能なガス（アルゴンなどの不活性ガス）を供給するためのガス供給手段と、HF源と、HF源からガス中にHF電流を導く1つのエレメントとを備える。これは、ガス供給手段によって出血部に向けて噴射されたガスを媒体としてHF電流を出血部に流し、これによって、非接触で一度に広範囲の止血を行うことができる。

【0004】 一方、経内視鏡的に患部の粘膜の切除を行うようにした内視鏡用処置装置は、特開平8-299355号公報等に開示されている。この特開平8-299355号公報に開示された内視鏡用処置装置は、針状の高周波ナイフと、高周波ナイフの先端に設けられた、高周波ナイフよりも大径の電気的絶縁チップとを備えたものである。これによると、絶縁部を患部に押し当てながら切開するため、粘膜の切開中において、切開すべきでない深部組織への刺入や不要な焼灼を防止し得る。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、従来、粘膜の切開後に止血を行う際、特開平8-299355号公報等に開示された内視鏡用処置装置により、粘膜に切開を加えた後、特開平9-164149号公報等に開示された別の内視鏡用高周波凝固装置に入れ替えていた。

【0006】 この従来の場合、処置具の入れ替えを行う必要があり、その入れ替えの手間と時間が必要になり、術者や患者の負担が大きい。

【0007】 更に、特開平9-164149号公報等に開示された内視鏡用高周波凝固装置を用いて止血を行う際にあっては、その装置先端部分に粘膜が接触すると、プローブ先端に粘膜がこびり付くことがあり、このような場合は、本来の処置機能を充分に果たせなくなり、プローブ自体を交換するなど、手間と時間がかかるという欠点があった。

【0008】 本発明は前述した事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、内視鏡の処置具挿通孔に異なる機能の処置具を入れ替えて処置する必要がなく、病変組織の切除と止血とに至る一連の作業を迅速に行うことができる内視鏡用治療装置を提供することと、患部の粘膜が装置先端に接触しても粘膜が電極にこびり付くことが防げる内視鏡用治療装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】 前記目的を達成すべく、本発明は、経内視鏡的に使用でき、生体の処置対象部位に高周波電流を流すことによって処置対象部位を切開・止血・凝固する内視鏡用治療装置において、経内視鏡的に体内に挿入可能で、且つ先端で開口する通孔を有する長尺なプローブと、前記プローブの先端付近に設けられ、前記プローブの先端より突没可能で、且つ高周波電流を通電可能な電極と、前記電極の先端に設けられた、前記電極より大径の電気絶縁体と、前記電極に高周波電流を供給する高周波電源と、前記プローブが有する前記通孔に不活性ガスを供給する手段と前記電極に高周波電流を供給する手段とを有する制御装置とを具備したことを特徴とする。

【0010】 本発明によれば、ひとつの処置具に切開する機能と、止血する機能が備わっているため、処置具の入れ替えが不要になる。また、電極先端に設けた電気絶縁体を患部に当てるにより、プローブの電極先端と粘膜との距離が保たれる。このため、粘膜が電極先端に付着することを防止する。

【0011】

【発明の実施の形態】 （第1実施形態） 図1～図14を参照しながら、本発明の第1実施形態について説明する。本実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置は、図1に示されるように、後述する内視鏡1（図8を参照）の処置具挿通孔2に挿入可能で長尺なプローブ（処置用プローブ本体）3と、このプローブ3の手元側操作部4にそれぞれ接続される通電ケーブル（高周波供給手段）5及び流体供給チューブ（流体供給手段）6と、前記通電ケーブル5と前記流体供給チューブ6を介して前記プローブ3が接続される制御装置7と、術者が制御装置7を作成するためのフットスイッチ8とを備える。

【0012】前記プローブ3は、図2に示すように、挿入部9と、これに挿通される高周波ナイフ13と、前記制御装置7からの高周波電流を高周波ナイフ13に伝えるための導電ワイヤ21と、前記手元側操作部4とによって構成されている。

【0013】図3に示すように、前記プローブ3の挿入部9は、樹脂チューブ15と、これの先端に取り付けられる先端チップ10とからなり、先端チップ10はリング状の仲介具19を介して前記樹脂チューブ15に連結されている。前記樹脂チューブ15は、中心に形成される比較的大きな径の管路48と、その周囲に少なくとも1つ以上設けられた比較的小さな径の管路16を形成した、いわゆるマルチルーメンチューブからなるものである。また、樹脂チューブ15は、例えばPTFE等の可撓性に優れる材質で作られていることが望ましい。また、樹脂チューブ15の外径は、 $\phi 1.5\text{ mm}$ ～ $\phi 6\text{ mm}$ であるが、特に $\phi 2\text{ mm}$ ～ $\phi 3.5\text{ mm}$ であることが望ましい。また、樹脂チューブ15の長さは内視鏡1の処置具挿通孔2の全長よりも長い。

【0014】樹脂チューブ15の径が大きい方の管路48の径は、高周波ナイフ13と導電ワイヤ21が進退しても、適量の不活性ガスが流れるのに十分な大きさである。

【0015】また、小さな径の方の管路16には操作ワイヤ18が挿通されており、操作ワイヤ18の一端は管路16の先端部分で樹脂チューブ15に接着固定されている。操作ワイヤ18のもう一端側は樹脂チューブ15の基端部分まで伸び、図5に示すように、樹脂チューブ15の基端部分に形成したスリット54から外へ伸びている。操作ワイヤ18は手元側で押し引き操作することにより進退が可能なものである。

【0016】図3に示すように、樹脂チューブ15の小さな径の方の管路16の先端側部分には矩形状に形成された複数のスリット(孔)17が設けられている。このようにスリット17を形成したことにより、小さな径の管路16に挿通している操作ワイヤ18を手元側に引いた際、樹脂チューブ15の先端が手元側に引き寄せられ、前記スリット17を形成した部分から湾曲するようになる。これをを利用して、プローブ3先端の向きを自由に調節することができる(図8を参照)。

【0017】なお、前記スリット17の幅は、 1 mm ～ 10 mm であり、特に 3 mm ～ 6 mm であることが望ましい。スリット17の間隔は、 1 mm ～ 10.0 mm であり、特に 2 mm ～ 5 mm であることが望ましい。スリット17の数は図に示される個数に限らない。

【0018】樹脂チューブ15の管路48における先端側内面には前記仲介具19が接合されて接着固定されている。前記仲介具19は、例えばセラミック等の比較的硬質で耐熱性を有する材料で作られている。前記仲介具19の中心部には通孔47が設けられている。また、こ

の通孔47の径は高周波ナイフ13が進退し、且つ適量の不活性ガスが流れるのに十分な大きさである。

【0019】前記仲介具19の先端側外周部分にはねじ部22が形成され、このねじ部22には先端チップ10がねじ込まれている。先端チップ10は例えばセラミック等の比較的硬質で耐熱性を有する材料で作られている。先端チップ10の外径は $\phi 1.5\text{ mm}$ ～ $\phi 6\text{ mm}$ であるが、特に $\phi 2\text{ mm}$ ～ $\phi 3.5\text{ mm}$ であることが望ましい。

【0020】先端チップ10の中心部には通孔14が設けられており、この通孔14の径は、高周波ナイフ13が進退し、不活性ガスが流れるのに十分な大きさである。

【0021】先端チップ10の基端側内表面にはねじ部22が設けられている。これにより、先端チップ10は前記仲介具19に固定的に取り付けられるが、着脱自在でもある。また、先端チップ10と仲介具19との接続手段は、着脱自在であればどのような接続方式でもよく、ねじ方式のものだけに限らない。

【0022】高周波ナイフ13は前記プローブ3の先端より突没可能で、且つ高周波電流を通電可能な電極としてのナイフ部11と、これの先端に設けられる電気絶縁体としての先端絶縁部12とからなる。前記ナイフ部11は、例えばタンクステン、ステンレス、金等の導電性に優れる材質からできている。また、ナイフ部11の長さは、 3 mm ～ 20 mm であるが、特に 5 mm ～ 10 mm であることが望ましい。また、ナイフ部11は先端チップ10の通孔14より突没自在であり、このときの突出長さは 1 mm ～ 7 mm であるが、特に 2 mm ～ 5 mm であることが望ましい。

【0023】ナイフ部11の先端に取り付けられる先端絶縁部12は、電極としてのナイフ部11の外径よりも大径である。また、先端絶縁部12は、例えばセラミックなどの電気的絶縁性及び耐熱性に優れる材料で作られている。また、先端絶縁部12の表面には粘膜のこびりつき防止のために、例えばフッ素コート等が薄くコーティングされている。

【0024】ナイフ部11の基端側には接続パイプ20を介して前記導電ワイヤ21の先端が接続されている。接続パイプ20はステンレスや金などの導電性に優れる材質で作られている。

【0025】前記手元側操作部4は、図5に示すように、パイプ状の本体49と、口金部材(流体供給接続手段)50と、通電コネクタ(高周波供給接続手段)23とを備えてなる。本体49は内部管路51を有しており、この内部管路51の内径は口金部材50の先端側部分が挿通するのに十分な大きさである。

【0026】本体49における内部管路51内表面の一部と、口金部材50の先端付近の外表面には、それぞれ半円状の突起28、27が設けられている。また、それ50 ぞの突起28、27の位置関係は、図5に示すよう

に、高周波ナイフ13を最も突き出したとき、突起27が突起28よりも先端側に位置するようになっている。これにより、突起27、28は、故意に口金部材50を動かさない限りは移動しないようにするストッパ代わりになる。

【0027】よって、高周波ナイフ13を、最も突き出した位置に固定できる。このとき、口金部材50の凸部61が本体49の開口端を封する役割をしている。このため、内部管路51内は気密が保たれている。また、それぞれの突起27、28の表面は十分に滑らかなため、故意に口金部材50を動かそうとするときには比較的容易に動かすことができる。また、突起27、28の形状は図のものに限らず、楕円形でも台形でも三角形等でもよい。また、ストッパ機構は突起のものに限らず、ねじなどで固定する方式のものとしてもよい。

【0028】図5に示すように、口金部材50には不活性ガスを流入させるための管路25が貫通するように形成され、また、凸部61よりも手元側壁部には通電コネクタ23が設けられている。通電コネクタ23はカバー部24と接続端子26とが設けられている。接続端子26はカバー部24内に位置し、L字パイプ52を介して前記導電ワイヤ21と電気的に接続されている。L字パイプ52は例えばステンレスや金などの導電性に優れる材質で作られている。これにより、口金部材50の進退操作で高周波ナイフ13の進退操作が可能である。

【0029】次に、図6～図14を参照しながら、本実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の作用を説明する。まず、図6に示すように、図示しない局注針を用いて粘膜29と筋層31との間の結合組織30に生理食塩水を注入し、粘膜29を膨脹させる。また、予め、電極(Pプレート)を患者の体外に張っておく。

【0030】次に、高周波ナイフ13の切開部11で、膨脹した粘膜29に小切開53を加えた後、高周波ナイフ13の先端絶縁部12を粘膜29の下に差し入れる。この状態で粘膜29を切除することにより、筋層31への通電を防ぎながら粘膜29の切開を行なう。

【0031】次に、粘膜切除を行っている間、もしくは切除完了後における出血部位の止血操作について説明する。図7に示すように、内視鏡1で観察しながら出血部位に対して高周波ナイフ13を向ける。高周波ナイフ13を先端チップ10の通孔14より突出させ、出血部位に高周波ナイフ13の先端絶縁部12を押し当てる。

【0032】次に、不活性ガスの放出と高周波通電を行う。これによってナイフ部11とこれに隣接する生体組織との間でプラズマ反応を引き起こし、出血部位を焼灼して止血を行う。このとき、電極としてのナイフ部11を突き立てているため、プローブ10のナイフ部11が粘膜に接触することがない。

【0033】更に、手元側の操作で、操作ワイヤ18を引っ張り、図8に示すように、挿入部9の先端部分を湾

曲させることで、内視鏡1の方を湾曲できないような狭い管腔臓器内でも、挿入部9の先端部分と止血部位とを容易に正対させて止血を行うことができる。

【0034】このとき、図9に示すように、内視鏡1の挿入部55に導電体の被覆32を施し、手元側で制御装置7に接続するようにした場合には、内視鏡1の挿入部55が人体側の電極(Pプレート)の代わりとなり、人体内で、図9に示すように電流の受け渡しを行える。これにより、人体側の電極(Pプレート)を患者の体外に張る手間が省ける。

【0035】また、内視鏡1に被覆を施さずに、図10に示すように、オーバーチューブ33に導電体の被覆34を施し、接続具36及び接続コード37を介して、制御装置7に接続してもよい。このときは、あらかじめ体内に挿入されたオーバーチューブ33内に手元口金35より内視鏡1を挿入して使用する。

【0036】さらに、先端チップ10は取替え可能であるため、用途によって様々な種類のチップに交換して使い分けることができる。以下に、いくつかの先端チップ10の例を挙げ、それらの説明する。

【0037】(1) 図11に示すものは、先端が閉じた形状の先端チップ10であり、先端チップ10の側面に側口37を備える。この先端チップ10によれば、内視鏡1を湾曲できないような狭い管腔臓器内の止血を行う際、操作ワイヤ18の進退操作を必要としないため、より容易に止血を行うことができる。側口37の大きさは流体が流出するのに十分な大きさである。また、側口37の形状は図11のものに限らない。

【0038】(2) 図12に示すものは、先端チップ10の軸中心に設けられた、電極挿通孔38と、先端チップ10の側壁に設けられた複数の流体挿通孔39とを備えたものである。

【0039】この先端チップ10によれば、図13に示すように、同時に多方向へ流体及び高周波電流を流すことができるため、一度に広範囲の止血が可能である。特に凹状になっている患部の止血に有効である。また、電極挿通孔38の大きさは、高周波ナイフ13が進退し、流体が流出するのに十分な大きさである。流体挿通孔39の大きさは、流体が流出するのに十分な大きさである。流体挿通孔39の数は図12及び図13に示すものに限らない。また、流体挿通孔39の形状は図12及び図13のものに限らず、楕円形でも、三角形でも、四角形でもよい。

【0040】(3) 図14に示す先端チップ10は先端が閉じた形状のものであり、軸方向に前記側孔37を複数個並べている。この先端チップ10によれば、軸方向に長く高周波電流を流すことができるため、一度に広範囲の止血が可能になる。特に細長い管腔臓器の止血に有効である。なお、側孔37の数は図14に示すものに限らない。

【0041】本実施形態のものによれば、内視鏡1の処置具挿通孔（チャンネル）2に異なる機能の処置具を入れ替えることなく、病変組織の切除と止血とに至る一連の作業を連続して容易に行うことができ、結果的に手術時間の短縮を図ることができる。

【0042】また、高周波ナイフ13の先端絶縁部12を患部に押し当てることで、プローブ3の先端チップ10と粘膜29との距離を適度に離すことができる。したがって、先端チップ10に粘膜29が付着して、不活性ガスが流れにくくなり、出血部周辺に対して均等に止血を行えなくなるといった事態を防ぐことができる。

【0043】（第2実施形態）図15及び図16を参照しながら、本発明の第2実施形態について説明する。本実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置は、切開の機能と広範囲止血の機能に加え、局所止血の機能も加えたものであり、大まかな構成は前記した第1実施形態のものと同じである。

【0044】挿入部9は、先端チップ10と、接続具19と、シングルルーメンチューブ56と、保護部材41とを備えたものである。先端チップ10は、例えばタンクステン、ステンレス、金などの導電性に優れる材質で作られている。先端チップ10の表面には焦げ付き防止のために、例えばフッ素樹脂などを薄くコーティングしている。また、接続具19は、例えばタンクステン、ステンレス、金などの導電性に優れる材質で作られている。接続具19の通孔47の大きさはこの後に説明する高周波ナイフ13のナイフ部11の先端側端部に設けられた突起40の径よりも小さい。

【0045】また、シングルルーメンチューブ56は、例えばPTFE等の可撓性に優れる材質で作られている。また、保護部材41は例えばセラミック等の比較的硬質で耐熱性を有する材料で作られている。また、保護部材41は先端チップ10の通孔14内で、高周波ナイフ13と先端チップ10との間に割って入るように配設されている。保護部材41は止血時のプラズマ反応によって先端チップ10が溶けないように保護する役割をする。

【0046】また、高周波ナイフ13のナイフ部11における先端部分にはそのナイフ部11よりも大径であり、且つ先端絶縁部12よりも小径である円盤状の突起40を設けた。突起40は例えばタンクステン、ステンレス、金などの導電性に優れる材料で作られている。なお、上記突起40の断面形状は円に限らず、梢円形でも四角形でも三角形でもよい。

【0047】上述のように、突起40の径は仲介具19の通孔47よりも大きいため、図16に示すように、高周波ナイフ13を収納した際には突起40が仲介具19に接触するようになっている。

【0048】次に、本実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の作用について説明する。まず、切開を行なう方

法については、前述した第1実施形態の場合と同じである。なお、突起40の径は先端絶縁部12よりも十分に小さいため、切開時に突起40が意図しない部分を切開することはない。また、広範囲にわたり止血する方法についても前述した第1実施形態の場合と同じである。

【0049】局所的な止血方法については、図16に示すように、内視鏡1で観察しながらプローブ3の先端チップ10を出血部位に押し当てる。このとき、高周波ナイフ13をいっぽいに引き込み、突起40と仲介具19を接触させておく。そして、先端チップ10を出血部位に押し当てる後、制御装置7よりHF電流を供給する。すると、供給された高周波電流は、導電ワイヤ21→ナイフ部11→突起40→仲介具19→先端チップ10の順に伝わっていき、出血部位を直接焼灼することにより止血を行う。この際、先端チップ10には焦げ付き防止用のコーティングを施しているため、粘膜がこびり付いて通孔14を塞ぐこともない。

【0050】本実施形態によれば、前述した第1実施形態の効果に加えて、処置具の入れ替えを行わずに、比較的勢いのある出血（アルゴン・ビーム・コアギュレーターの不得意としている）にも対応できる。

【0051】（他の止血プローブの例）ここで、出血部の他の止血プローブの別例を示す。図17に示すものは、高周波ナイフ13の代わりに渦巻き状に形成した電極42を用いてプローブ3を構成する。このプローブ3によれば、第1実施形態に記載した場合のように、不活性ガス中にプラズマを発生させて止血する方法も可能であると同時に、止血剤をプローブ3内の管路から散布することも可能である。このとき、前記電極42は、ねじのように渦巻状に溝43を設けていため、流体を霧状にして、広範囲に止血剤を散布することが可能である。

【0052】図18に示すものは高周波ナイフ13の代わりに高周波スネア44を用いてプローブ3を構成した。このプローブ3によれば、例えばポリベクトミーなどの病変部を高周波スネア44で切除後、第1実施形態に記載したように不活性ガス中にプラズマを発生させて止血するといった一連の操作を、処置具の入れ替えを行なうことなくできる。

【0053】また、図19に示すものは、軸方向に対し、中心に設けられた電極用通孔45と、その周囲に設けられた複数個の流体用通孔46とを持つ先端チップ10を備えたプローブ3とした。このプローブ3によれば、電極45が常に中心の位置に固定されるため、電極45を中心にしてプラズマを電極45の周囲に均等に発生させることができる。これにより、止血状態のムラがなくなる。

【0054】（第3実施形態）図20及び図21を参照しながら、本発明の第3実施形態について説明する。本実施形態は、前述した第2実施形態における局所止血の機能を持つプローブにおいて、バイポーラ高周波を用い

た例と、その製造方法であり、これらを以下に説明するが、概略の構成は前述した第2実施形態と同じであり、異なる構成部を中心に説明する。

【0055】図20及び図21に示すように、プローブ3の挿入部9は、先端チップ10が電気的絶縁性の樹脂チューブ15と導線59を備えており、先端チップ10の表面には2本の独立したらせん電極57および58を設けている。らせん電極57は樹脂チューブ15内に内蔵された導線59と接続され、らせん電極58は先端チップ10に内蔵された仲介具19と接続されている。よって、高周波ナイフ13を基礎側に引き込み、高周波ナイフ13を仲介具19に当て付けることで、らせん電極58に通電させることができるように構成されている。

【0056】ここで、らせん電極57および58は先端チップ10の外表面上に凹凸なく同一平面に形成されいる。また、らせん電極57および58は導電性の素材であれば、同一の素材でも、異なる素材でも構わないが、耐熱性を考慮すると、銀や金といった素材よりも白金等の融点が高い素材の方が好ましい。

【0057】次に、先端チップ10の製造方法について、図20乃至図25を参照して説明する。まず、図22及び図23に示すように、先端チップ10の外表面に予め2本のらせん溝60を形成する(らせん溝形成工程)。

【0058】次に、図24に示すように、先端チップ10の外表面を完全に被覆するようにらせん電極57および58となる素材を形成する(電極素材となる被覆形成工程)。

【0059】最後に、図25に示すように、らせん電極57および58となる素材によって被覆された先端チップ10の外表面を均等に研磨もしくは研削することにより、らせん状電極57および58を独立的に露出させる(らせん状電極露出形成工程)。

【0060】本実施形態のプローブ3を用いて切開する方法は前述した第1実施形態のものに同じである。また、広範囲の止血方法も第1実施形態の場合と同じである。

【0061】局所的な止血方法は内視鏡1で観察しながらプローブ3の先端チップ10を出血部位に押し当てる。また、このとき、高周波ナイフ13を一杯まで引き込み、突起40と接続バイブ19を接触させておく。先端チップ10を出血部位に押し当てた後、制御装置7より凝固電流を供給する。すると、供給された高周波電流は、導電ワイヤ21→ナイフ部11→突起40→仲介具19→らせん電極58の順に伝わり、押し当てられた出血部位を経て、らせん電極57→導線59から供給源に戻り、出血部位を直接焼灼することにより止血を行う。

【0062】本実施形態の効果は、前述した第2実施形態の効果に加えて、次のような効果が得られる。

【0063】まず、先端チップ10の外表面に設けられた止血用高周波電極(らせん電極)57,58がバイポーラ電極であるため、人体側の電極(Pプレート)を必要とせず、簡便に処置が行える。

【0064】また、らせん電極57および58が先端チップ10の外表面に凹凸無く同一面に形成されているので、先端チップ10の外表面がフラットであり、内視鏡1の処置具挿通孔2内をスムーズに挿通させることができる。

10 【0065】さらに、らせん溝60を設けた後、らせん電極57および58を形成しているため、らせん電極57および58の幅を高精度に均一に形成することができ、均一な高周波凝固能を発揮できる。

【0066】尚、本発明は前述した各実施形態に限定されるものではなく、他の形態にも適用が可能である。

【0067】前述した説明によれば、以下に列挙する事項および以下に列挙した事項のものを任意に組み合わせた事項のものが得られる。

【0068】1. 経内視鏡的に使用でき、生体の処置対象部位に高周波電流を流すことによって処置対象部位を止血・凝固する内視鏡用高周波凝固装置において、経内視鏡的に体内に挿入可能で、且つ先端で開口する通孔を有する長尺なプローブと、前記プローブの先端付近に設けられた、高周波電流を通電可能な電極と、前記電極の先端に設けられた、前記電極より大径の電気絶縁体と、前記電極に高周波電源を供給するための高周波電源装置と、前記プローブが有する前記通孔に不活性ガスを供給する手段及び前記電極に高周波電流を供給する手段とを有した制御部とからなることを特徴とする内視鏡用高周波凝固装置。

【0069】2. 第1項において、前記プローブは、前記先端チップと前記樹脂チューブとを着脱自在に取り付けられる取付機構を持つことを特徴とするもの。

【0070】3. 第1項において、前記電極は前記プローブ先端において突没自在であり、その突出量が1mm～7mmに設定されていることを特徴とするもの。

【0071】4. 第3項において、前記プローブは、前記電極が最も突出した位置で固定される固定機構をもつことを特徴とするもの。

40 【0072】【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、切開機能と凝固機能を併せ持たせることにより、内視鏡の処置具挿通孔に異なる機能の処置具を入れ替えることなく、病変組織の切除と止血とに至る一連の作業を行うことができ、その結果、手技が簡便になると共に手技時間の短縮が図れる。また、電極の先端に設けた電気絶縁体を組織に押し当てることで、アルゴン・ビーム・コアギュレーターのプローブ先端と組織とを確実に適正な距離に離した状態に保てるため、電極先端が組織に触れて電極に組織が焦げ付いて付着してしまい、不活性ガスが流

50

れなくなるという問題を生じさせない。その結果、手技中に本来の機能を損なうことなく、組織を凝固できると共に、治療装置のメンテナンスが不要であり、また、短期間の使用で廃棄してしまうことがなくなり、医療費の削減にもつながる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の概略的な説明図。

【図2】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置のプローブの先端部付近の斜視図。

【図3】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置のプローブの先端部付近の縦断面図。

【図4】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置のプローブの手元側部分の斜視図。

【図5】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置のプローブの手元側部分の縦断面図。

【図6】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の作用の説明図。

【図7】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の作用の説明図。

【図8】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の作用の説明図。

【図9】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の変形例における作用説明図。

【図10】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の他の変形例における作用説明図。

【図11】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の先端チップの変形例の使用状態の斜視図。

【図12】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の先端チップの他の変形例の説明図。

【図13】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の先端チップの他の変形例の作用説明図。

* 【図14】第1実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の先端チップの他の変形例の作用説明図。

【図15】第2実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置のプローブの先端部付近の縦断面図。

【図16】第2実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置のプローブの先端部付近の使用状態での縦断面図。

【図17】止血プローブの別例を示す先端部付近の縦断面図。

【図18】止血プローブの他の例を示す先端部付近の縦断面図。

【図19】止血プローブのさらに他の例を示す先端部付近の縦断面図。

【図20】本発明の第3実施形態に係るプローブにおける先端部の側面図。

【図21】本発明の第3実施形態に係るプローブにおける先端部の縦断面図。

【図22】本発明の第3実施形態に係るプローブにおける先端チップの製造方法の手順の説明図。

【図23】本発明の第3実施形態に係るプローブにおける先端チップの製造方法の説明図。

【図24】本発明の第3実施形態に係るプローブにおける先端チップの製造方法の手順の説明図。

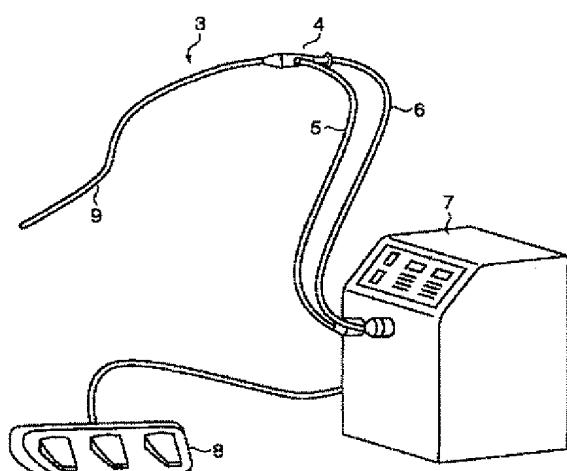
【図25】本発明の第3実施形態に係るプローブにおける先端チップの製造方法の手順の説明図。

【符号の説明】

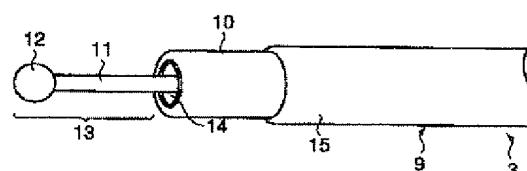
1…内視鏡、2…処置具挿通孔、3…プローブ、4…手元側操作部、5…通電ケーブル、6…流体供給チューブ、7…制御装置、9…挿入部、10…先端チップ、11…ナイフ部、12…先端絶縁部、13…高周波ナイフ、23…通電コネクタ、26…接続端子、48…管路、49…本体、50…口金部材。

*

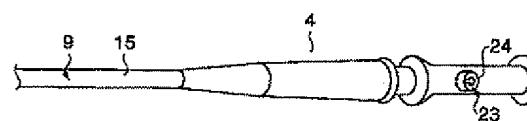
【図1】



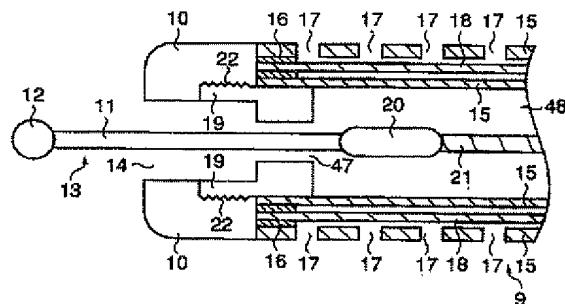
【図2】



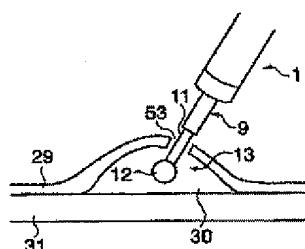
【図4】



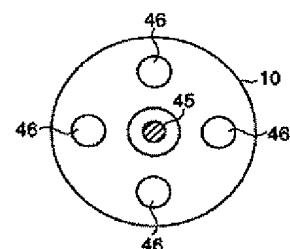
[図3]



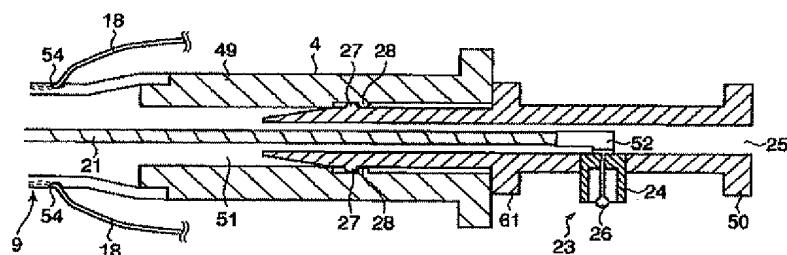
[圖 6]



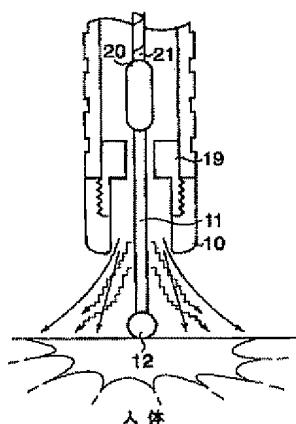
[図19]



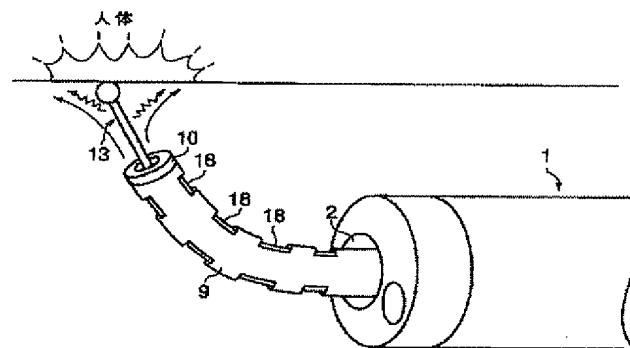
[圖5]



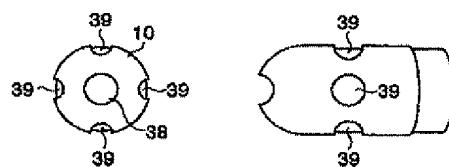
[图 8]



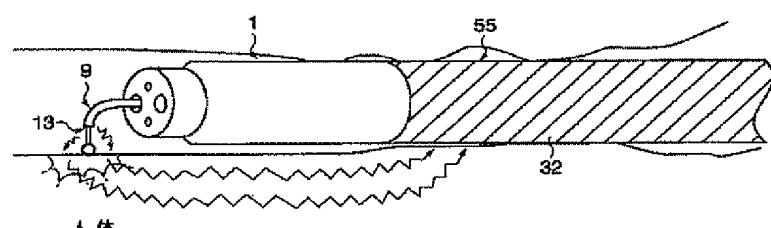
人體



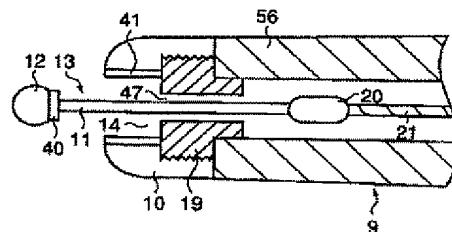
【図12】



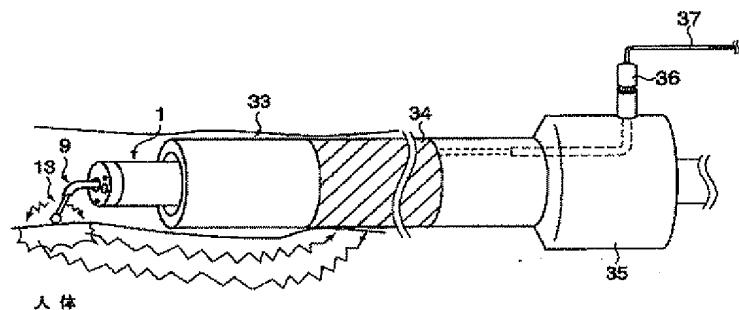
[图9]



人 体

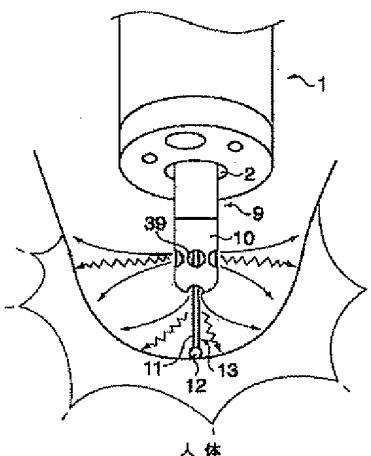


【図10】



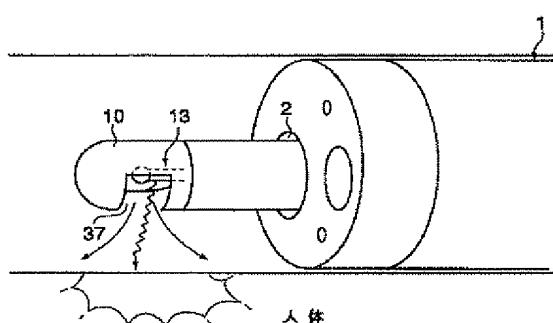
人体

【図13】



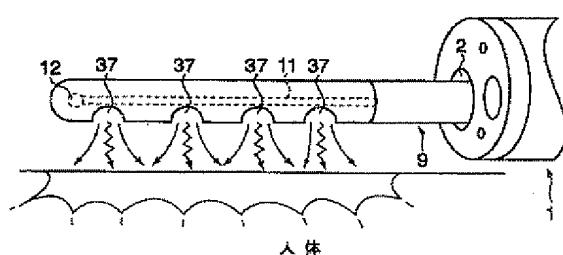
人体

【図11】



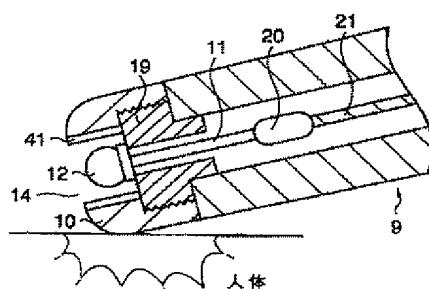
人体

【図14】



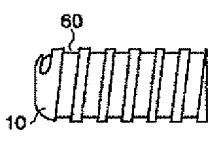
人体

【図16】



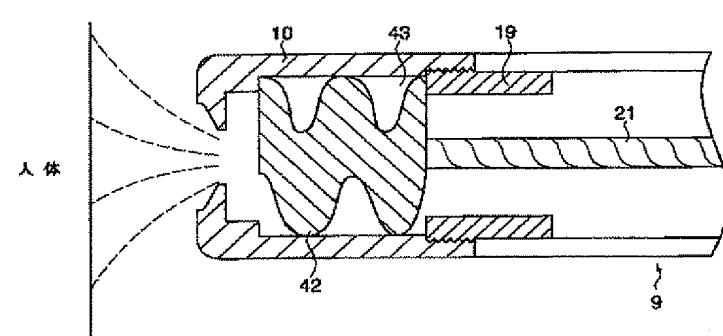
人体

【図22】



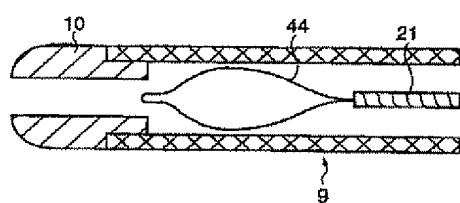
10

【図17】



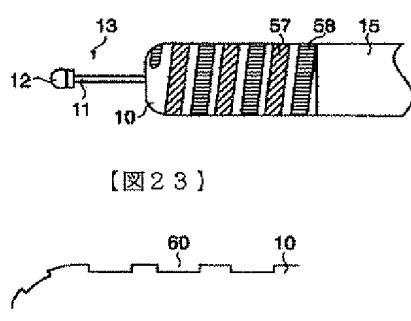
人体

【図18】

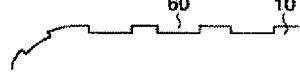


9

【図20】

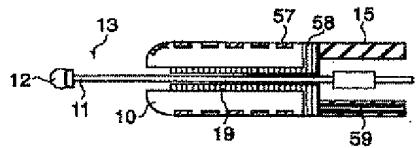


【図23】

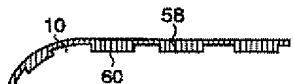


60 10

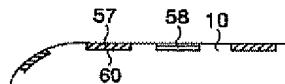
【図21】



【図24】



【図25】



フロントページの続き

(72)発明者 木村 耕
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンバス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C060 FF10 FF19 KK03 KK04 KK05
KK06 KK09 KK10 KK13 KK17
KK20
4C061 GG15